

Rec'd PCT/FTG 17 MAY 2005

PCT / IB 03 / 05 130

13 NOV 2003



REC'D 19 NOV 2003

WIPO

PCT

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 54 323.2

Anmeldetag: 21. November 2002

Anmelder/Inhaber: Philips Intellectual Property & Standards GmbH,
Hamburg/DE
(vormals: Philips Corporate Intellectual Property
GmbH)

Bezeichnung: Verfahren und Gerät zur Visualisierung einer Folge
von Volumenbildern

IPC: G 06 T, H 04 N

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 03. Juli 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Jerofsky

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY



BESCHREIBUNG

Verfahren und Gerät zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern

Die Erfindung betrifft ein Verfahren sowie ein Gerät zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern eines bewegten Objekts. Solche Verfahren und Geräte kommen dort
5 zum Einsatz, wo eine Folge von Volumenbildern beispielsweise für einen Betrachter dargestellt werden soll.

Aus der Medizin sind Verfahren und Geräte bekannt, mit denen Folgen von Volumen-
bildern von Organen eines Patienten akquiriert und einem Betrachter zur Verfügung
10 gestellt werden können. Ein Volumenbild ist eine dreidimensionale Abbildung eines Objekts und besteht aus Volumenelementen, die jeweils durch einen entsprechenden Volumenwert die an dem Ort des Volumenelements vorhandene Bildinformation des Objekts repräsentieren. Die akquirierten Volumenbilder werden visualisiert, indem aus
jeweils einem Volumenbild ein zweidimensionales Bild erzeugt wird, das mit geeig-
15 neten Mitteln wie einem Monitor dargestellt werden kann. Bekannte Verfahren zur Visualisierung begrenzen bei heutigen Systemen jedoch die Bildwiederholrate der dargestellten Bilder, da die Visualisierung eines Volumenbildes je nach Größe sehr aufwendig ist. Dies ist insbesondere unbefriedigend, wenn die Akquisitionseinheit eines solchen Systems in der Lage ist, die Volumenbilder mit einer höheren Bildwiederholrate zu akquirieren, als die Visualisierungseinheit daraus Bilder erzeugen kann.
20

Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren und ein Gerät zur schnelleren Visualisierung von Volumenbildern zu entwickeln.

25 Gelöst wird diese Aufgabe mit einem Verfahren zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern, mit den Schritten

a) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes aus dessen Volumenwerten,

2

- b) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
- c) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
- d) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten
- 5 Volumenelementen oder dazu benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind,
- e) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
- f) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
- g) Wiederholung der Schritte d) bis f) für etwaige weitere Volumenbilder.

- 10 Bei diesem Verfahren liegt zunächst ein erstes Volumenbild aus einer Folge von Volumenbildern vor. Um ein solches Volumenbild einem Betrachter zugänglich zu machen, muss es visualisiert werden, wobei dazu in der Regel eine zweidimensionale Bildfläche festgelegt wird, auf die das Volumenbild abgebildet wird und einem Betrachter dann das auf der Fläche so entstandene Bild, beispielsweise auf einem Bildschirm, präsentiert wird. Für den Betrachter kann das Objekt durch das Bild so
- 15 dargestellt werden, als würde er es aus der Richtung, aus der das Volumenbild auf die Bildfläche abgebildet wird, betrachten.

- 20 Erfahrungsgemäß ist zur Visualisierung eines Volumenbildes in Abhängigkeit des verwendeten Visualisierungsverfahrens nur ein Teil aller Volumenelemente relevant.

- Ein Volumenelement wird im Folgenden als relevant bezeichnet, wenn sein Volumenwert bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild beiträgt bzw. relevant ist, also zur Entstehung der zweidimensionalen Bildinformationen
- 25 beiträgt.. So sind beispielsweise die Volumenelemente, deren Volumenwerte Volumenbildinhalte von bezüglich der Abbildungsrichtung nicht sichtbaren Objektteilen repräsentieren, zur Visualisierung nicht relevant. Die Durchführung eines Visualisierungsverfahrens kann daher beschleunigt werden, wenn ein möglichst großer Teil der nicht-relevanten Volumenelemente während der Ableitung des zweidimensionalen Bildes
- 30 nicht verwendet wird. Das dabei entstehende Bild entspricht dann in etwa einem Bild,

welches das Ergebnis der gleichen Visualisierung unter Verwendung aller Volumenelemente ist.

Dazu werden zunächst von einem ersten Volumenbild diejenigen Volumenwerte ermittelt, die zu dessen Visualisierung relevant sind und diejenigen Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind, gespeichert. Somit sind alle zu einer Visualisierung des ersten Volumenbildes relevanten Volumenelemente gespeichert und in einem weiteren Schritt kann daraus ein zweidimensionales Bild abgeleitet werden.

Angenommen, es soll eine Folge von Volumenbildern visualisiert werden, die ein unbewegtes Objekt darstellt. Dann wäre zu erwarten, dass das Objekt bei einem zweiten Volumenbild genauso dargestellt ist wie bei dem ersten Volumenbild und folglich bei der Visualisierung dieses zweiten Volumenbildes genau diejenigen Volumenelemente relevant sind, die bei der Visualisierung des ersten Volumenbildes relevant waren. Da sich das in der Folge der Volumenbilder dargestellte Objekt insgesamt oder teilweise

bewegt, sind aber einige zur Visualisierung relevanten Volumenbildelemente des zweiten Volumenbildes bezüglich des ersten Volumenbildes als Folge der Objektbewegung verschoben, wodurch jetzt teilweise andere Volumenelemente mit ihren Volumenwerten zur Visualisierung relevant sind. Diese anderen relevanten Volumenelemente sind entsprechend der Objektbewegung in einem bestimmten Abstand zu den gespeicherten Volumenelementen lokalisiert und somit zu den gespeicherten Volumenelementen (nämlich den relevanten Volumenelementen des ersten Volumenbildes) benachbart. Der Begriff „benachbart“ bedeutet hier nicht nur eine unmittelbare Nachbarschaft, sondern auch eine Nachbarschaft, bei der zwischen einem gespeicherten Volumenelement und einem neuen relevanten Volumenelement mehrere nicht-relevante Volumenelemente liegen können.

Ziel ist es nun, das zweidimensionale Bild aus dem zweiten Volumenbild aus einer möglichst geringen Anzahl von Volumenwerten abzuleiten. Das zweite Volumenbild wird visualisiert, indem nur aus denjenigen seiner Volumenwerte das zweidimensionale Bild abgeleitet wird, die gespeicherten Volumenelementen oder dazu benachbarten

Volumenelementen zugeordnet sind. Diese bei der Visualisierung verwendeten Volumenelemente bilden eine Teilmenge aller Volumenelemente des Volumenbildes. Je größer der in der Teilmenge enthaltene Anteil von Volumenelementen mit einem relevanten Volumenwert ist, desto schneller kann die eigentliche Visualisierung durchgeführt werden. Im optimalen Fall beinhaltet diese Teilmenge ausschließlich Volumenelemente mit einem zur Visualisierung relevanten Volumenwert. Durch dieses Verfahren wird in der Regel erreicht, dass die Anzahl der bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes verwendeten Volumenwerte gegenüber der Gesamtzahl aller Volumenwerte eines Volumenbildes drastisch reduziert ist, selbst wenn die Teilmenge der bei der Ableitung verwendeten benachbarten Volumenelemente auch Volumenelemente mit einem nicht-relevanten Volumenwert enthält.

Zur Visualisierung eines dritten Volumenbildes werden entsprechend dem Verfahren zunächst diejenigen Volumenwerte ermittelt, die bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes aus dem zweiten Volumenbild tatsächlich relevant waren. Die diesen zugeordneten Volumenelemente werden gespeichert. Analog zur Visualisierung des zweiten Volumenbildes wird dann das zweidimensionale Bild eines dritten Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte abgeleitet, die gespeicherten Volumenelementen oder dazu benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind. Für weitere Volumenbilder wird analog verfahren.

Die Unteransprüche haben besondere Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Inhalt.

Eine bevorzugte Ausführungsform des Verfahrens ist gemäß Anspruch 2 der Einsatz eines Bewegungsmodells. Dadurch wird der Anteil derjenigen Volumenelemente mit einem relevanten Volumenwert in der Teilmenge der bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes verwendeten Volumenelemente möglichst groß. Existiert kein Bewegungsmodell oder ist der Einsatz eines Bewegungsmodells nicht möglich, so kann alternativ die Festlegung der Teilmenge der bei der Ableitung verwendeten Volumen-

elemente durch die Ausführungsform gemäß Anspruch 3 erreicht werden. Um diese Teilmenge möglichst klein zu halten, kann mit der Ausführungsform nach Anspruch 4 das Verfahren der tatsächlichen Objektbewegung angepasst werden. Die Bereiche werden groß gewählt, wenn sich das Objekt zwischen des ersten und zweiten Volumen-

5 bildes über einen großen Bildbereich bewegt hat. Die Bereiche werden klein gewählt, wenn sich das Objekt nur über einen kleinen Bildbereich bewegt hat. Eine besonders einfache Umsetzung des Verfahrens erlaubt die Weiterbildung nach Anspruch 5, da hier zur Festlegung des Bereichs die Angabe eines Radius' oder Durchmessers genügt.

10 Zur Visualisierung sind Verfahren bekannt, in denen die Volumenwerte der Volumenelemente eines Volumenbildes Blockweise bearbeitet werden. Wird ein solches Visualisierungsverfahren in dem erfindungsgemäßen Verfahren eingesetzt, so reduziert die Weiterbildung gemäß Anspruch 6 die Anzahl der Speicherschritte und Speicherstellen relevanter Volumenelemente.

15

Die Aufgabe wird weiterhin gelöst mit einer Bildverarbeitungseinheit zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern, mit

- a) einem Dateneingang für Volumenbilder,
- b) einem Speicher zum Speichern von Volumenelementen,
- 20 c) einer Datenverarbeitungseinheit zur Ermittlung der für die Visualisierung relevanten Volumenwerte eines Volumenbildes,
- d) eine Visualisierungseinheit zur Durchführung von Visualisierungsverfahren,
- e) eine Steuereinheit zur Steuerung der vorgenannten Komponenten derart, dass ein Verfahren nach Anspruch 1 ausgeführt wird, mit den Schritten

25 e1) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes aus dessen Volumenwerten,

e2) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,

e3) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,

e4) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten

30 Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten

Volumenelementen oder dazu benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind,
e5) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
e6) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
e7) Wiederholung der Schritte e4) bis e6) für etwaige weitere Volumenbilder.

5

Eine Bildverarbeitungseinheit kann einerseits durch ein eigenes Gerät, wie beispielsweise ein Bildschirmarbeitsplatz, realisiert werden. Der Benutzer erhält über einen Dateneingang Folgen von Volumenbildern, die entsprechend dem erfindungsgemäßen Verfahren visualisiert und auf einem Monitor dargestellt werden. Andererseits

10 kann eine solche Bildverarbeitungseinheit beispielsweise in vielen bekannten Geräten eingesetzt werden, mit denen gemäß Anspruch 8 zusätzlich die zu visualisierenden Volumenbilder akquiriert werden. Insbesondere ermöglicht der Einsatz des erfindungsgemäßen Verfahren in medizinischen Geräte gemäß der Ansprüche 9 und 10 einem Benutzer, Folgen von Volumenbildern ausreichend schnell zu visualisieren.

15

Durch ein Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt nach Anspruch 11 ist der Einsatz von programmierbaren Datenverarbeitungseinheiten, die zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens eingesetzt werden, möglich.

20 Die folgenden Beispiele und Ausführungsformen werden durch die Figuren 1 bis 5 gestützt. Es zeigen

Fig. 1 schematisch ein erfindungsgemäßes Verfahren,

Fig. 2 ein Flussdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens,

Fig. 3 und 3a ein Ultraschallgerät, mit dem ein erfindungsgemäßes Verfahren

25 durchführbar ist,

Fig. 4a bis 4e schematisch einige Visualisierungsverfahren,

Fig. 5 ein Computer-Tomographie-System, mit dem ein erfindungsgemäßes Verfahren durchführbar ist.

30

Zunächst soll mit Hilfe von Fig. 1 die Übersicht über ein erfindungsgemäßes Verfahren gegeben werden. Das Verfahren wird dann im weiteren anhand der übrigen Figuren genauer und ausführlicher beschrieben, insbesondere werden die bei der Beschreibung der Fig. 1 verwendeten Begriffe veranschaulicht.

5

Die Volumenbilder B2 bis B5 aus Fig. 1 sind von einem bewegten Objekt akquiriert worden und bestehen jeweils aus einem dreidimensionalen Bilddatensatz mit einer Vielzahl von Volumenelementen. In Schritt 20 wird das erste Volumenbild B2 visualisiert und das Ergebnis als Bild I2 dargestellt. Dazu sind verschiedenartige, sogenannte „Rendering“-Verfahren bekannt, die im folgenden noch weiter ausgeführt werden. Weiterhin werden in Schritt 20 relevante Volumenelemente, deren jeweiliger Volumenwert tatsächlich zur Visualisierung relevant ist, ermittelt und in einem Zwischenspeicher, der für jedes Volumenelement des zu visualisierenden Volumenbildes ein korrespondierendes Volumenelement aufweist, gespeichert. Der Inhalt des Zwischenspeichers ist als F1 dargestellt.

In einem weiteren Schritt 21 werden in dem Zwischenspeicher die in Umgebungsbereichen aller relevanten Volumenelemente befindlichen Volumenelemente ebenfalls als relevant gespeichert. Das Ergebnis ist eine Dilatation der Bereiche mit relevanten Volumenelementen, in Fig. 1 als F2 dargestellt. Ziel der Dilatation ist es, durch eine Art Prädiktion zusätzlich zumindest diejenigen Volumenelemente als relevant zu speichern, die bei der Visualisierung des folgenden Volumenbildes B3 voraussichtlich jeweils einen zur Visualisierung relevanten Volumenwert enthalten. Zur Visualisierung des nächsten Volumenbildes B3 wird der Schritt 20 („Rendering“-Verfahren) erneut ausgeführt, wodurch das darstellbare Bild I3 entsteht. Allerdings werden bei der Visualisierung jetzt nicht mehr alle Volumenelemente des Volumenbildes B3 verwendet, sondern nur noch diejenigen, deren korrespondierende Volumenelemente aus dem Zwischenspeicher als relevant gespeichert sind. Das Bild I3 entspricht dann in etwa einem Bild, welches das Ergebnis einer Visualisierung unter Verwendung aller Volumenelemente statt lediglich der als relevant gespeicherten Volumenelemente des

12

Volumenbildes B3 wäre. Die in dem Zwischenspeicher als relevant gespeicherten Volumenelemente bilden also in der Regel eine zu verwendende Teilmenge von allen Volumenelementen eines Volumenbildes, wodurch die Anwendung eines Rendering-Verfahrens auf das Volumenbildes B3 in Schritt 20 wesentlich schneller durchführbar ist als in dem zuvor durchgeführten Schritt 20 mit dem Volumenbild B2, bei dem alle Volumenelemente verwendet wurden.

Um das Verfahren aus Fig. 1 präziser erläutern zu können, ist ein solches in Fig. 2 als Flussdiagramm dargestellt. In Schritt 201 wird ein zu visualisierende Volumenbild (beispielsweise B2 aus Fig. 1) ausgewählt. Ein Volumenbild bildet ein dreidimensionales Volumen ab und setzt sich aus einer Vielzahl von Volumenelementen zusammen. Ein Volumenelement repräsentiert durch seinen Volumenwert die an dem Ort des Volumenelements vorhandene Bildinformation, beispielsweise den Schwächungswert oder Reflexionswert einer Strahlung oder von Wellen (Schallwellen). Der Volumenwert eines Volumenelementes kann beispielsweise durch einen Farb- oder Grauwert dargestellt werden.

Volumenbilder können beispielsweise mit einem Ultraschallgerät akquiriert werden, wie es schematisch in Fig. 3 dargestellt ist. An dem auf einem Tisch 31 ruhenden Untersuchungsobjekt 30 (ein Patient) ist manuell ein Sonographie-Applikator 32 zur Erzeugung dreidimensionaler Bilddatensätze für Volumenbilder angebracht. Dieser strahlt Ultraschall in den Patienten 30 ein und registriert die von den einzelnen Gewebeteilen reflektierten Schallwellen. Fig. 3a zeigt eine mögliche Schallabstrahlung des Sonographie-Applikators 32. Von einem Linienarray 42 (reihenförmige Anordnung von Einzelwandlern) wird in bekannter Art und Weise Ultraschall in wechselnden Ebenen ausgestrahlt. Innerhalb einer solchen Ebene 44a kann, wie darstellt, eine zum Linienarray 42 parallele Wellenfront in Pfeilrichtung verlaufen. Alternativ ist aber auch, bei Verwendung entsprechender Wandler, eine fächerförmige Ausbreitung der Schallwellen möglich. Die eine Ebene durchlaufende Schallwellen werden von Objektteilen des Objekts 43, die sich innerhalb der Ebene befinden, reflektiert und von entsprechenden

Sensoren im Wandler 42 detektiert. Ist dieser Vorgang abgeschlossen, so werden Schallwellen in einer nächsten Ebene 44b, die räumlich zu der vorherigen Ebene 44a versetzt ist, in das Objekt 43 gestrahlt und der gerade beschriebene Vorgang wiederholt sich. Dies wird mit unterschiedlichen Ebenen fortgesetzt, bis eine letzte Ebene 44k erreicht ist. Jetzt ist von dem Objekt 43 ein dreidimensionaler Bilddatensatz eines Volumenbildes akquiriert. Für einen weiteren dreidimensionalen Bilddatensatz wird der Vorgang, beginnend bei Ebene 44a, wiederholt oder die Reihenfolge der Ebenen wird, beginnend mit der Ebene 44k, umgekehrt durchlaufen. Mit bekannten Systemen ist es möglich, von einem Objekt wie dem menschlichen Herzen 50 dreidimensionale Bilddatensätze pro Sekunde zu akquirieren. Vier solcher auseinanderfolgender dreidimensionalen Bilddatensätze des bewegten menschlichen Herzens sind in Fig. 1 als Volumenbilder B2, B3, B5 und B5 dargestellt.

In dem in Fig. 3 dargestellten System gelangen die von dem Sonographie-Applikator 32 akquirierten dreidimensionalen Bilddatensätze B2 bis B5 zu einer Auswerteeinheit 35. Die Auswerteeinheit 35 beinhaltet eine Bildverarbeitungseinheit 37, die Zugriff auf einen zum Speichern der akquirierten Volumenbilder genutzten Volumenbildspeicher 36, auf einen zum Speichern von Visualisierungsergebnissen genutzten Bildspeicher 39 und auf einen zum Speichern der relevanten Volumenelemente genutzten Zwischenspeicher 38 hat. Der Zwischenspeicher 38 stellt für jedes Volumenelement eines zu visualisierenden Volumenbildes ein korrespondierendes Volumenelement zur Verfügung, dessen Volumenwert binär ist und im weiteren Verlauf mit „0“ oder „1“ benannt ist. Die Bildverarbeitungseinheit 37 ist dazu vorgesehen, beispielsweise das in Fig. 2 dargestellte Verfahren durchzuführen. Sie ist weiterhin programmierbar ausgestaltet und wird durch ein Computerprogramm in die Lage versetzt, das zuvor beschriebene Verfahren auszuführen. Das Computerprogramm wird mit Hilfe eines Computerprogramm-Produkts, hier ein nicht dargestelltes austauschbares Speichermedium wie eine CD, eine Diskette oder ein EEPROM, mit Hilfe einer Leseinheit 37a in die Bildverarbeitungseinheit 37 geladen und von dieser ausgeführt. Die durch die Bildverarbeitungseinheit 37 erzeugten Bilder I2 und I3 aus Fig. 1 gelangen über eine

Schnittstelle 39a zu einem Monitor 34, mit dem sie einem Benutzer präsentiert werden. Ist die Auswerteeinheit 35 über eine nicht dargestellte Schnittstelle an ein Netzwerk oder Internet angeschlossen, so ist unter einem Computerprogrammprodukt auch das in der Regel kostenpflichtige Laden eines Computerprogramms oder Komponenten davon
5 zu verstehen.

In Schritt 301 aus Fig. 2 wird die Entscheidung getroffen, ob das zu visualisierende Volumenbild das erste Volumenbild ist, welches visualisiert werden soll. Wenn ja, dann wird in Schritt 202 der Zwischenspeicher 38 initialisiert, indem für alle Volumenwerte
10 eine „1“ gespeichert wird. Dies bedeutet, dass für das erste zu visualisierende Volumenbild angenommen wird, dass alle Volumenelemente des Volumenbildes zur Visualisierung relevant sind, also alle Volumenwerte bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes relevant sind. Ist das zu visualisierende Volumenbild nicht das erste, so sind als Ergebnis einer vorausgegangenen Visualisierung in dem Zwischenspeicher
15 38 die Volumenwerte der für die kommende Visualisierung als relevant angenommenen Volumenelemente „1“, die nicht-relevanten „0“. In Schritt 203 wird entsprechend dem eingesetzten Visualisierungsverfahren ein erstes Volumenelement des zu visualisierenden Volumenbildes selektiert. In Schritt 302 findet dann eine Überprüfung statt, ob der Volumenwert des selektierten Volumenelements aus dem Zwischenspeicher 38 „1“ ist.
20 Wenn nicht, dann wird angenommen, dass der Volumenwert des selektierten Volumenelements zur Visualisierung nicht relevant ist und die folgenden Schritte bis zum Schritt 304 werden übersprungen. Andernfalls wird das selektierte Volumenelement als zur Visualisierung relevant angenommen und es wird in Schritt 303 überprüft, ob in dem später folgenden Schritt 204 bei der Ableitung des zweidimensionalen Bildes der
25 Volumenwert des selektierten Volumenelementes tatsächlich zur Entstehung von Bildinformationen beiträgt, also das selektierte Volumenelement tatsächlich zur Visualisierung relevant ist. Wenn ja, so wird in Schritt 205 in dem Zwischenspeicher 38 für den Volumenwert des zu dem selektierten korrespondierenden Volumenelements eine „1“ gespeichert, andernfalls in dem Schritt 206 eine „0“. Ist das Volumenelement
30 relevant, so folgt nach Schritt 205 der Schritt 204, in dem der Volumenwert des

45

Volumenelementes zur Ableitung von Bildinformationen für das zweidimensionale Bild verwendet und das Abbildungsergebnis in dem Bildspeicher 39 gespeichert wird.

5 Dazu können in Schritt 204 beispielsweise sogenannte „Rendering-Verfahren“ eingesetzt werden, bei denen in unterschiedlicher Art und Weise die Volumenwerte der Volumenelemente auf ein Bild projiziert werden oder die einzelnen Bildelemente, ausgehend von einer Bildebene oder von einem virtuellen Punkt, entlang von fiktiven, das Volumenbild durchdringenden Strahlen ermittelt werden. Das Prinzip eines solchen Rendering-Verfahrens, das sogenannte „Ray-Casting“, ist in den Figuren 4a und 4b

10 schematisch dargestellt. Das aus vielen Volumenelementen b1 bestehende Volumenbild B soll in dem aus vielen Bildelementen p1 zusammengesetzten Bild P visualisiert werden. Dazu wird zunächst ein Strahl R1 angenommen, der einerseits ein Bildelement (in Fig. 4a schwarz dargestellt) des Bildes B und andererseits mehrere Volumenelemente (wovon das erste entlang des Strahls R1 schwarz dargestellt ist) des Volumenbildes B

15 berührt oder durchdringt. Der Bildwert des berührten oder durchdrungenen Bildelementes wird dann aus den Volumenwerten der zu den Bildelementen korrespondierenden Volumenelementen ermittelt. Die Bildwerte der übrigen Bildelemente werden in analoger Art und Weise ermittelt, wobei für jedes Bildelement ein eigener Strahl angenommen wird, der parallel zu dem Strahl R1 verläuft und das jeweilige Bildelement, dessen Bildwert ermittelt werden soll, berührt oder durchdringt. Alternativ

20 können die weiteren Strahlen auch fächerförmig zu dem Strahl R1 verlaufen. Zur einfacheren Darstellung werden im weiteren Verlauf nur parallele Strahlen behandelt. Beim Durchdringen eines Volumenbildes verläuft ein Strahl in der Regel nicht genau durch die Zentren der Volumenelemente. Es sind verschiedene Methoden bekannt, mit

25 denen festgelegt wird, welche Volumenelemente in der Nähe eines Strahls mit welchem Anteilsfaktor in ein Rendering-Verfahren einbezogen werden. Diese Methoden sind in entsprechender Fachliteratur erläutert und werden hier nicht näher beschrieben.

Zur Ermittlung der Bildwerte aus den Volumenwerten der Volumenelemente gibt es in

30 Abhängigkeit der gewünschten Darstellung mehrere Möglichkeiten, von denen einige

anhand von Fig. 4c erläutert werden. Das Diagramm in Fig. 4c stellt die Volumenwerte $v(b)$ der Volumenelemente $b(r)$ entlang eines beliebigen Strahlverlaufs dar. Soll durch die Visualisierung die Oberfläche des in dem Volumenbild dargestellten Objekts in dem Bild P dargestellt werden, so wird der Bildwert eines Bildelementes aus den Volumen-

5 elementen entlang des Strahls R15 ermittelt, wobei dazu dem Strahlverlauf folgend die Volumenwerte der jeweiligen Volumenelemente mit einem bestimmten Grenzwert verglichen werden. Dabei sind alle Volumenelemente nicht zur Visualisierung relevant, deren Volumenwert unterhalb des Grenzwertes liegt. Das erste Volumenelement, dessen

10 Volumenwert den Grenzwert überschreitet, ist zur Visualisierung relevant und wird zur Ermittlung des Bildwertes herangezogen. Ist ein solches Volumenelement gefunden worden, werden weitere Volumenelemente, die auf dem Strahl R15 liegen, nicht mehr untersucht, da deren Volumenwerte zur Oberflächendarstellung nicht benötigt werden. Diese Volumenelemente sind ebenfalls zur Visualisierung nicht relevant. Bei dieser

15 Visualisierungsmöglichkeit müssen also während des Rendering-Verfahrens alle Volumenelemente untersucht werden, die ein Strahl bis zu einem ersten Volumenelement mit einem zur Visualisierung relevanten Volumenwert berührt oder durchdringt.

Fig. 4e stellt diese Visualisierungsmöglichkeit für eine Zeile PZ des Bildes P dar, wobei die fiktiven Strahlen von den Bildelementen einer Bildzeile PZ ausgehen, parallel sind

20 und eine Scheibe BB des Volumenbildes B aus Fig. 4a und 4b durchdringen. Jeder Strahl dringt so weit in die Scheibe BB ein, bis der Volumenwert eines Volumenelementes den Grenzwert überschreitet. Alle Volumenelemente mit einem Volumenwert, der über dem Grenzwert liegt, sind schraffiert dargestellt. Der Volumenwert dieser

25 Volumenelemente dient dann zur Ermittlung des entsprechenden Bildwertes. Überschreitet kein Volumenwert der Volumenelemente entlang eines Strahls den Grenzwert, so läuft der Strahl bis zum Rand des Volumenbildes und ein entsprechender Bildwert wird beispielsweise aus dem Mittelwert aller Volumenwerte der berührten Volumenelemente gebildet oder dem Bildwert wird ein vorgegebener Standardwert zugewiesen. Bei dieser Möglichkeit der Visualisierung sind alle diejenigen Volumenelemente zur

30 Visualisierung des Volumenbildes B relevant, die jeweils entlang eines Strahls als erstes

Volumenelement einen Volumenwert aufweisen, der oberhalb des Grenzwertes liegt. Für genau diese Volumenelemente wird in dem Zwischenspeicher 38 aus Fig. 3 eine „1“ gespeichert, für alle anderen ein „0“.

- 5 Eine weitere Möglichkeit zur Visualisierung ist in Fig. 4c durch den Strahl R14 angedeutet. Hier werden entlang des Strahls von denjenigen Volumenelementen die Volumenwerte aufsummiert, wenn diese oberhalb eines bestimmten Grenzwertes liegen. Die Aufsummierung wird abgebrochen, wenn eine bestimmte Maximalsumme erreicht wird. Alle bis dahin berührten oder durchdrungenen Volumenelemente sind demnach untersucht worden, indem der jeweilige Volumenwerte mit dem Grenzwert verglichen
- 10 worden ist. Diese Visualisierungsmöglichkeit ist in Fig. 4d genauso dargestellt wie das vorherige Verfahren in Fig. 4e. Es zeigt sich, dass alle diejenigen Volumenelemente zur Visualisierung relevant sind, die von einem Strahl berührt werden und deren Volumenwerte zur Aufsummierung beitragen. Im Vergleich zur vorherigen Visualisierungsmöglichkeit ist bei dieser Möglichkeit die Anzahl der zur Visualisierung relevanten
- 15 Volumenelemente größer. Mit durch diese Visualisierungsmöglichkeit entstehenden Bildern wird nicht nur die Oberfläche des Objekts dargestellt, sondern auch unmittelbar hinter der Oberfläche liegende Strukturen, ähnlich wie bei einem Röntgenbild.
- 20 Bei der in Fig. 4c durch den Strahl R12 aufgezeigten Visualisierungsmöglichkeit ist genau dasjenige Volumenelement zur Visualisierung relevant, dessen Volumenwert im Vergleich zu den Volumenwerten der übrigen Volumenelemente entlang des Strahls den maximalen Volumenwert aufweist.
- 25 Die hier besprochenen Rendering-Verfahren sind als Beispiel aus der Vielzahl bekannter Rendering-Verfahren anzusehen. Ein anderes Rendering-Verfahren, das hier nur kurz erwähnt werden soll, ist das sogenannte „Splatting“, bei dem zur Visualisierung die Volumenwerte der einzelnen Volumenelemente auf die Bildebene des Bildes „geworfen“ und ähnlich wie bei einem auf eine Wand auftreffenden Schneeball ver-
- 30 wischt werden. Die Summe aller auf die Wand „geworfenen“ Volumenwerte ergibt ein

Bild. Ähnlich wie bei dem oben beschriebenen Verfahren gibt es auch hier Volumenelemente, die zur Visualisierung relevant sind und solche, die bei dem Rendering-Verfahren verwendet werden. Ein solches Rendering-Verfahren ist beispielsweise bekannt aus dem Artikel von Wenli Cai und Georgios Sakas „DRR Volume Rendering using Splatting in Shear-warp Context“, Nuclear Science & Medical Imaging including Nuclear Power Systems, 2000 Symposium, ISBN 0-7803-6503-8, Seite 19-12 ff. Bei diesem Verfahren ist es möglich, die einzelnen Volumenwerte in einer Form abzuspeichern, die während der Durchführung des Rendering-Verfahrens einen besonders effizienten Speicherzugriff auf die Volumenwerte erlaubt.

Bei anderen Rendering-Verfahren wird das Volumenbild von einer virtuellen Lichtquelle beleuchtet, deren fiktive Lichtstrahlen von jedem Volumenelement in Richtung der Bildebene reflektiert werden. Für weitere Rendering-Verfahren wird auf entsprechende Literatur verwiesen. Den meisten Rendering-Verfahren ist jedoch gemeinsam, dass zur Visualisierung nur ein Teil der Volumenelemente eines Volumenbildes relevant sind. Erfindungsgemäß wird dieser zur Visualisierung relevante Teil gespeichert.

Zur weiteren Bearbeitung des Volumenbildes wird in Schritt 304 aus Fig. 2 überprüft, ob entsprechend dem Visualisierungsverfahren alle Volumenelemente des zu visualisierenden Volumenbildes selektiert wurden. Wenn nein, dann werden die vorherigen Schritte, beginnend mit der Selektion eines nächsten Volumenelements in Schritt 203, erneut ausgeführt. Andernfalls ist das gesamte Volumenbild visualisiert und als Visualisierungsergebnis befindet sich in dem Bildspeicher 39 ein Bild, welches durch den Monitor 34 dargestellt werden kann. Weiterhin ist in dem Zwischenspeicher 38 für jedes zur Visualisierung relevante Volumenelement als Volumenwert eine „1“ gespeichert und für jedes nicht-relevante Volumenelement eine „0“.

Unter der Annahme, dass eine Folge von Volumenbildern eines unbewegten Objekts visualisiert werden soll, wäre zu erwarten, dass bei jedem Volumenbild der Folge die gleichen Volumenelemente zur Visualisierung relevant sind. Für diese wäre in dem

Zwischenspeicher eine „1“ gespeichert und die Schleife mit den Schritten 302 bis 304 könnte dann optimiert durchlaufen werden, da in Schritt 204 nur auf diejenigen Volumenelemente ein Rendering-Verfahren angewendet wird, die tatsächlich zur Ableitung des zweidimensionalen Bildes relevant sind. Bei der Visualisierung von Folgen von Volumenbildern, die ein bewegtes Objekt darstellen, ist jedoch in Abhängigkeit der Objektbewegung zu erwarten, dass Volumenelemente aus einem nächsten zur visualisierenden Volumenbild, deren jeweils korrespondierendes Volumenelement aus dem Zwischenspeicher 38 derzeit einen Volumenwert von „0“ hat, dennoch zur Visualisierung relevant sind und bei der Ableitung eines zweidimensionalen Bildes in Schritt 204 verwendet werden müssen. Es ist daher notwendig, durch eine Art Prädiktion zumindest die Volumenwerte dieser zusätzlichen Volumenelemente vor der Visualisierung des nächsten Volumenbildes festzulegen. Dazu wird in Schritt 207 in dem Zwischenspeicher 38 für bestimmte benachbarte Volumenelemente, die beispielsweise in Umgebungsbereichen von Volumenelementen mit einer gespeicherten „1“ liegen, ebenfalls eine „1“ gespeichert. Das Ergebnis ist eine Dilatation der Bereiche mit relevanten Volumenelementen.

Dazu können sich beispielsweise die Form und Größe der Umgebungsbereiche nach der zu erwartenden Bewegung des dargestellten Objekts oder Teilen davon zwischen dem Akquisitionszeitpunkt des zuvor visualisierten Volumenbildes und des nächsten Volumenbildes richten. In einem besonders einfachen Fall gibt ein Benutzer, der die prinzipielle Bewegung des Objekts und die Bildrate der Volumenbildfolge kennt, einen maximalen Bewegungsbereich für das gesamte Objekt vor. Eine solche Information wird dann in dem Schritt 207 beispielsweise derart eingebunden, dass die Volumenwerte aller Volumenelemente innerhalb eines bestimmten Radius um jedes, bereits den Volumenwert „1“ aufweisende Volumenelement auf „1“ gesetzt werden. Bei dem in Fig. 2 dargestellten Ultraschallgerät kann ein Benutzer einen solchen Radius über das Bedienelement 40 vorgeben.

20

Eine komplexere Möglichkeit der Dilatation ist die Einbindung eines Bewegungsmodells M in den Schritt 207. Das Bewegungsmodell M beschreibt generell die Bewegung, die das Objekts während der Akquisition der Folge von Volumenbildern ausgeführt hat. Beispielsweise ist durch das Bewegungsmodell für das in den Volumen-

5 bildern B2 bis B5 dargestellte Objekt die Bewegungsrichtung und Geschwindigkeit einzelner Objektteile zwischen den Akquisitionszeitpunkten der jeweiligen Volumenbilder beschrieben. Zunächst wird nun in Schritt 207 für jedes Volumenelement, für das in dem Zwischenspeicher 38 eine „1“ gespeichert ist, der Teil des Objekts ermittelt, der durch den entsprechenden Volumenwert aus dem zuletzt visualisierten Volumenbild

10 repräsentiert wird. Dann wird mit Hilfe des Bewegungsmodells ermittelt, wohin sich dieser Teil des Objekts in dem nächsten zu visualisierenden Volumenbild bewegt hat. Für das entsprechende Volumenelement, dessen Volumenwert diesen Teil des Objekts in dem nächsten Volumenbild repräsentiert, wird in dem Zwischenspeicher 38 eine „1“ gespeichert. Diese Möglichkeit führt in der Regel zu deutlich kleineren Umgebungs-

15 bereichen als die zuvor beschriebene Möglichkeit, erfordert aber zur Umsetzung eine aufwendigere Recheneinheit. Diese Form der Dilatation kann der Benutzer ebenfalls über das Bedienelement 40 auswählen.

Werden zusätzlich Informationen über den Bewegungszustand, den das Objekts in dem

20 visualisierten Volumenbild einnimmt, zur Verfügung gestellt, dann können die zur Dilatation notwendigen Daten besonders einfach aus dem Bewegungsmodell entnommen werden. Bei der Visualisierung des Herzens mit dem Ultraschallgerät aus Fig. 3 sind dazu an dem Patienten EKG-Sonden 33 angebracht, die mit einer EKG-Einheit 41 in der Auswerteeinheit 35 verbunden sind. Die EKG-Einheit bestimmt aus den EKG-

25 Signalen die aktuelle Herzschlagphase, woraus die Bildverarbeitungseinheit 37 aus dem Bewegungsmodell M, welches beispielsweise in dem Programmcode enthalten sein kann, Informationen über die entsprechend zu erwartenden Bewegungen bei Bedarf entnimmt.

Nachdem in Schritt 207 die Dilatation durchgeführt wurde, kann ein nächstes Volumenbild visualisiert werden. Dazu werden die Schritte 201 bis 304 erneut ausgeführt. Angenommen, in dem Schritt 204 wird das Rendering-Verfahren aus Fig. 3c entlang von Stahlen R15 angewendet. Weiterhin wurde die Art der Dilatation durchgeführt, bei der

5 die Volumenwerte aller Volumenelemente innerhalb eines bestimmten Radius' um jedes, bereits den Volumenwert „1“ aufweisende Volumenelement auf „1“ gesetzt werden. Betrachtet wird nun ein einziges Volumenelement, welches bei der letzten Visualisierung relevant war. In dem Zwischenspeicher 38 ist bei der Dilatation in einem kugelförmigen Bereich um dieses Volumenelement herum für weitere Volumenele-

10 mente eine „1“ gespeichert worden. In dem jetzt zu visualisierenden Volumenbild befindet sich durch die Objektbewegung das zur Visualisierung relevante Volumenbild irgendwo in dem kugelförmigen Bereich. Dringen jetzt bei der Visualisierung fiktive Strahlen in das zu visualisierende Volumenbild ein, so werden nur diejenigen Volumenelemente in Schritt 204 zur Visualisierung verwendet, deren Volumenwert in dem

15 Zwischenspeicher 38 „1“ ist. Es werden also nur diejenigen Volumenelemente entlang eines fiktiven Strahls mit dem Grenzwert verglichen, die in dem kugelförmigen Bereich liegen. Die übrigen Volumenelemente werden ignoriert, wodurch die Anzahl der notwendigen Vergleiche von Volumenwerten mit dem Grenzwert reduziert wird und die Visualisierung eines Volumenbildes stark beschleunigt wird.

20 Das in den Fig. 1 und 2 dargestellte Verfahren kann auch ohne Einsatz des Zwischenspeichers 38 durchgeführt werden. Dann ist beispielsweise der Volumenbildspeicher 36 so ausgestaltet, dass für jedes Volumenelement in der Speicherstelle des Volumenwertes zusätzlich eine binäre Speicherstelle vorgesehen ist. Diese hat dieselbe Funktion wie

25 eine entsprechende Speicherstelle des Zwischenspeichers 38. Gelangt ein Volumenbild in den Volumenbildspeicher 36, so wird der Inhalt dieser zusätzlichen binären Speicherstelle nicht verändert. Während des Verfahrens werden in den Schritten 302, 303, 205, 206 und 207 statt der Speicherstellen des Zwischenspeichers 38 die zusätzlichen Speicherstellen in dem Volumenbildspeicher 36 beschrieben oder überprüft.

LL

Das in den Fig. 1 und 2 dargestellte Verfahren kann auch durchgeführt werden, indem die Volumenelemente der Volumenbilder B2 bis B5 sowie die Volumenelemente Blockweise behandelt werden. Diese Ausgestaltung wird insbesondere dann eingesetzt,

- 5 wenn das verwendete Rendering-Verfahren eine Blockweise Verarbeitung der Volumenwerte unterstützt. Dazu werden die Volumenelemente eines Volumenbildes in Blöcke eingeteilt und der Zwischenspeicher 38 so ausgelegt, dass jetzt nicht mehr für jedes Volumenelement, sondern für jeden Block eine binäre Speicherstelle vorgesehen ist, in der der Wert des Blocks gespeichert werden kann. Während des Schritts 302 wird
- 10 zunächst entschieden, ob in einem Block wenigstens ein zur Visualisierung relevantes Volumenelement enthalten ist. Wenn nein, werden alle Volumenelemente dieses Blocks nicht weiter verwendet. Wenn ja, so wird in Schritt 205 der Wert des Blocks in dem Zwischenspeicher auf „1“ gesetzt, ansonsten in Schritt 206 auf „0“. Weiter werden in Schritt 204 alle Volumenelemente des Blocks zur Ableitung des zweidimensionalen
- 15 Bildes verwendet und es wird untersucht, ob in dem gerade verwendeten Block wenigstens ein Volumenelement enthalten ist, das tatsächlich zur Ableitung relevant ist. Ist das Volumenbild visualisiert, so werden bei der Ausführung des nachfolgenden Schrittes 207 zur Dilatation entsprechend den oben beschriebenen Möglichkeiten die Werte der in Umgebungsbereichen von Blöcken mit dem Wert „1“ befindlichen Blöcke
- 20 ebenfalls auf „1“ gesetzt. Bei der anschließenden Visualisierung eines nächsten Volumenbildes werden dann in den Schritten 303 bis 206 nur die Volumenelemente aus denjenigen Blöcken verwendet, deren Wert in dem Zwischenspeicher 38 „1“ ist. Es zeigt sich, dass der Zwischenspeicher 38 in der Regel einen reduzierten Speicherbedarf benötigt. Es sei beispielhaft angenommen, dass die Volumenelemente des Volumen-
- 25 bildes B2 in kartesischen Koordinaten angeordnet vorliegen und das Volumenbild B2 eine Größe von 1024 Volumenelementen in jede Raumrichtung, also insgesamt eine Anzahl von 1024^3 Volumenelementen besitzt. Diese werden in Blöcke mit einer Größe von 8 Volumenelementen je Raumrichtung, also insgesamt 8^3 Volumenelemente je Block, unterteilt. Dann ergibt sich gegenüber der oben beschriebenen Ausführungsform
- 30 beispielsweise eine Reduktion der Anzahl der Speicherstellen des Zwischenspeichers

um den Faktor $\frac{1024^3}{8^3} = 128^3$.

Die Blockweise Verwendung der Volumendaten findet besonders dann Anwendung, wenn in Schritt 204 bekannte Rendering-Verfahren eingesetzt werden, die auf einer Blockweisen Verwendung der Volumendaten basieren. Ein solcher blockbasiertes Rendering-Verfahren ist zum Beispiel beschrieben in dem Artikel von Choong Hwan Lee und Kyu Ho Park, „Fast Volume Rendering using Adaptive Block Subdivision“, The Fifth Pacific Conference on Computer Graphics and Applications, 1997, IEEE Computer Society, ISBN: 0-8186-8028-8, Seite 148 ff.

10

Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung zeigt Fig. 5. Der dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S, beispielsweise eine Röntgenröhre, befestigt. Diese ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet. Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen nicht näher dargestellten Patienten, der sich in einem zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13 befindet. Nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Röntgenstrahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte zweidimensionale Detektoreinheit 16, die entsprechend dem Verlauf der Gantry 1 gebogen ist.

20

Der mit α_{\max} bezeichnete erste Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 (Winkel, der ein in der x-y-Ebene am Rande liegender Strahl des Bündels 4 mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Ebene einschließt) bestimmt dabei den Durchmesser des Untersuchungsbereichs 13, innerhalb dessen das zu untersuchende Objekt sich bei der Akquisition der Messwerte befinden muss. Der mit β_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 (Winkel, der durch die beiden äußersten

25

Strahlen in z-Richtung in einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Ebene gebildet wird) bestimmt dabei die Dicke des Untersuchungsbereichs 13, innerhalb dessen das zu untersuchende Objekt sich bei der Akquisition der Messwerte befinden muss.

5

Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messdaten werden einer Rekonstruktionseinheit 10 zugeführt, die daraus die Absorptionsverteilung in dem vom Strahlenkegel 4 erfassten Teil des Untersuchungsbereichs 13 rekonstruiert. Bei einer Umdrehung der Gantry 1 wird das zu untersuchende Objekt vollständig von dem Strahlenbündel 4 durchdrungen, wodurch pro Umdrehung jeweils ein dreidimensionaler Bilddatensatz erzeugt werden kann. Die Rekonstruktionseinheit 10 beinhaltet weiterhin eine Bildverarbeitungseinheit 10a, die das Verfahren aus Fig. 2 durchführt. Dabei entsprechen die Volumenbilder B2 bis B5 den zuvor rekonstruierten Volumenbildern. Die durch die Schritte 20 gewonnenen Bilder I2 und I3 können dann auf dem Monitor 11 dargestellt werden. Je nach Größe des dargestellten Volumens sind mit heutigen Computertomographen Bildfolgen mit 10 Bildern pro Sekunde möglich.

10

15

20

Der Motor 2, die Rekonstruktionseinheit 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Messdaten von der Detektoreinheit 16 zur Rekonstruktionseinheit 10 werden von einer geeigneten Steuereinheit 7 gesteuert. Ist das zu untersuchende Objekt in z-Richtung größer als die Ausdehnung des Strahlenbündels 4, so kann der Untersuchungsbereich mittels eines Motors 5, der ebenfalls von der Steuereinheit 7 gesteuert wird, parallel zur Richtung der Rotationsachse 14 bzw. der z-Achse verschoben werden. Die Steuerung der Motoren 2 und 5 kann derart erfolgen, dass das Verhältnis der Vorschubgeschwindigkeit des Untersuchungsbereichs 13 und die Winkelgeschwindigkeit der Gantry 1 in einem konstanten Verhältnis stehen, so dass sich Strahlenquelle S und Untersuchungsbereich 13 relativ zueinander auf einer helixförmigen Bahn, der sogenannten Trajektorie, bewegen. Dabei ist es gleichgültig, ob die Abtasteinheit aus Strahlenquelle S und Detektoreinheit 16 oder der Untersuchungsbereich 13 die Rotations- bzw. Vorschub-

30

25
Akquisition von Volumenbildern wird das zu untersuchende Objekt zyklisch parallel zur z-Achse vor und zurück verfahren.

5 Wird der Computertomograph zur Untersuchung des menschlichen Herzens eingesetzt, so wird wie auch in dem Ultraschallgerät aus Fig. 2 gleichzeitig bei der gezeigten Ausgestaltung des CT-Gerätes zur Erfassung der Messdaten ein Herzbewegungssignal mittels eines Elektrokardiographen 12 und eines an einen Patienten angebrachten Sensors 15 erfasst. Dieses Signal wird einerseits der Rekonstruktionseinheit 10 zugeführt, um dadurch die Auswahl der für die Rekonstruktion geeigneten Messdaten vorzunehmen. Analog zu dem Ultraschallgerät aus Fig. 3 kann während der Dilatation in Schritt 207 der Elektrokardiographen 12 zur Bestimmung des Bewegungszustands des Herzens und damit zur Auswahl geeigneter Daten aus dem Bewegungsmodell M genutzt werden.

15 Das in Fig. 2 gezeigte Verfahren kann in analoger Weise auch in bekannten Kernspintomographen eingesetzt werden, der in der Lage ist, Volumenbilder von bewegten Objekten zu erzeugen. Da solche Geräte bekannt sind und das Verfahren aus Fig. 2 auf die rekonstruierten Volumenbilder ähnlich wie bei dem Computertomographen angewendet werden kann, wird hier auf eine detaillierte Ausführung verzichtet.

20 Die hier gezeigten Ausführungsbeispiele beschreiben Verfahren und Geräte zur Untersuchung des menschlichen Herzens. Es sind aber auch Untersuchungen von anderen bewegten Objekten denkbar. Beispielsweise kann das erfindungsgemäße Verfahren auch bei angiographischen Untersuchungen angewendet werden. Ein anderes Einsatzgebiet ist die Darstellung der Bewegung eines Gelenks, wobei der Patient das Gelenk
25 während der Akquisition der Volumenbilder langsam bewegt.

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern, mit den Schritten
 - 5 a) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes aus dessen Volumenwerten,
 - b) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
 - c) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
 - d) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten
 - 10 Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten Volumenelementen oder dazu benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind,
 - e) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
 - f) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
 - g) Wiederholung der Schritte d) bis f) für etwaige weitere Volumenbilder.
- 15 2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die benachbarten Volumenelemente durch ein Bewegungsmodell der Objektbewegung festgelegt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem als benachbarte Volumenelemente alle
- 20 Volumenelemente aus Umgebungsbereichen um gespeicherte Volumenelemente herum festgelegt werden.
4. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Form und/oder die Größe der Umgebungsbereiche einstellbar ist.
- 25 5. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem in einem Umgebungsbereich alle Volumenelemente enthalten sind, die einen bestimmten geometrischen Abstand zu einem gespeicherten Volumenelement nicht überschreiten.

6. Verfahren nach Anspruch 1, wobei zum Speichern die Volumenelemente eines Volumenbildes in Blöcke zusammengefasst werden, wobei ein Block gespeichert wird, wenn der Volumenwert wenigstens eines Volumenelements aus einem Block zur Visualisierung relevant ist und wobei die Visualisierung eines zweiten Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte, die Volumenelementen aus gespeicherten Blöcken oder aus dazu benachbarten Blöcken zugeordnet sind.

7. Bildverarbeitungseinheit zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern, mit

- a) einem Dateneingang für Volumenbilder,
- 10 b) einem Speicher zum Speichern von Volumenelementen,
- c) einer Datenverarbeitungseinheit zur Ermittlung der für die Visualisierung relevanten Volumenwerte eines Volumenbildes,
- d) eine Visualisierungseinheit zur Durchführung von Visualisierungsverfahren,
- e) eine Steuereinheit zur Steuerung der vorgenannten Komponenten derart, dass ein
- 15 Verfahren nach Anspruch 1 ausgeführt wird, mit den Schritten
- e1) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines ersten Volumenbildes aus dessen Volumenwerten,
- e2) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
- e3) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
- 20 e4) Ermittlung der zur Visualisierung relevanten Volumenwerte eines zweiten Volumenbildes aus denjenigen seiner Volumenwerte, die gespeicherten Volumenelementen oder dazu benachbarten Volumenelementen zugeordnet sind,
- e5) Speichern der Volumenelemente, denen diese Volumenwerte zugeordnet sind,
- e6) Ableiten eines zweidimensionalen Bildes aus dem Volumenbild,
- 25 e7) Wiederholung der Schritte e4) bis e6) für etwaige weitere Volumenbilder.

8. Gerät nach Anspruch 7 mit einer Akquisitionseinheit zum Akquirieren der Volumenbilder.

9. Ultraschallgerät nach Anspruch 8 mit einem Sonographie-Applikator als Akquisitionseinheit.

10. CT-Gerät nach Anspruch 8 mit einer Röntgen-Strahlenquelle und einer Röntgen-
5 Detektoreinheit als Akquisitionseinheit.

11. Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt, welches eine programmierbare Datenverarbeitungseinheit in die Lage versetzt, ein Verfahren nach Anspruch 1 auszuführen.

10

ZUSAMMENFASSUNG

Verfahren und Gerät zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern

Die Erfindung betrifft ein Verfahren sowie ein Gerät zur Visualisierung einer Folge von Volumenbildern eines bewegten Objekts. Solche Verfahren und Geräte kommen dort
5 zum Einsatz, wo eine Folge von dreidimensionalen Volumenbildern beispielsweise für einen Betrachter als zweidimensionales Bild dargestellt werden soll. Bei dieser Erfindung wird die Tatsache ausgenutzt, dass bei der Ableitung eines zweidimensionalen Bildes aus einem Volumenbild in der Regel nur die Volumenwerte von einem Teil der Volumenelemente relevant sind. Bei einer Folge von
10 Volumenbildern eines bewegten Objektes können die jeweiligen Ableitungen der zweidimensionalen Bilder dadurch beschleunigt werden, dass bei der Visualisierung eines ersten Volumenbildes die zur Visualisierung relevanten Volumenelemente gespeichert werden und bei der Visualisierung eines zweiten Volumenbildes das entsprechende zweidimensionale Bild nur noch aus seinen Volumenwerten der
15 gespeicherten Volumenelemente und aus dazu benachbarten Volumenelementen abgeleitet wird. Welche Volumenwerte aus benachbarten Volumenelementen dabei verwendet werden, hängt von der Bewegung des Objekts ab. Die zur Visualisierung relevanten Volumenelemente des zweiten Volumenbildes werden wiederum gespeichert und bei der Visualisierung eines dritten Volumenbildes entsprechend verwendet. Für
20 weitere Volumenbilder der Folge werden diese Schritte entsprechend wiederholt.

Fig. 2

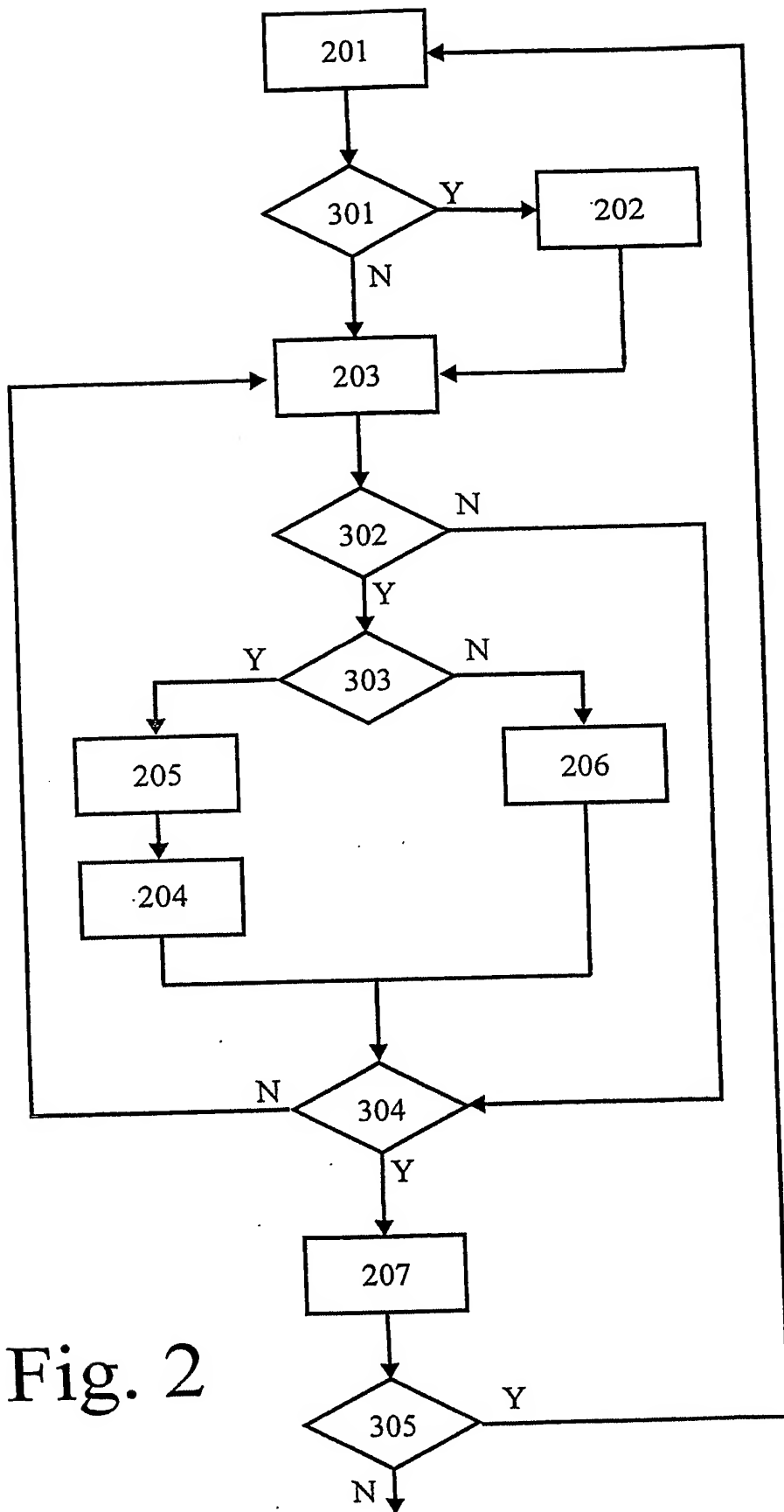


Fig. 2

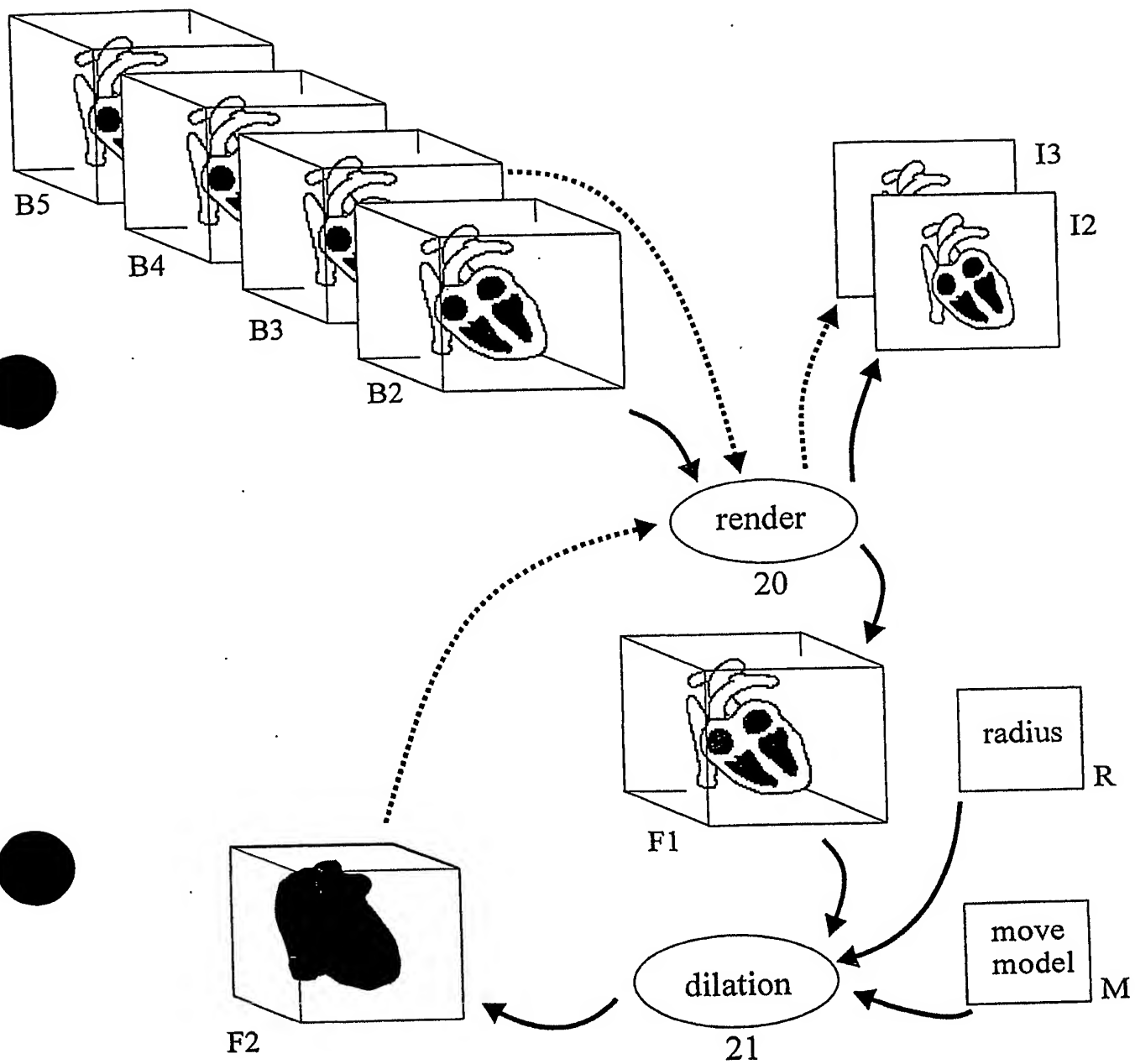


Fig. 1

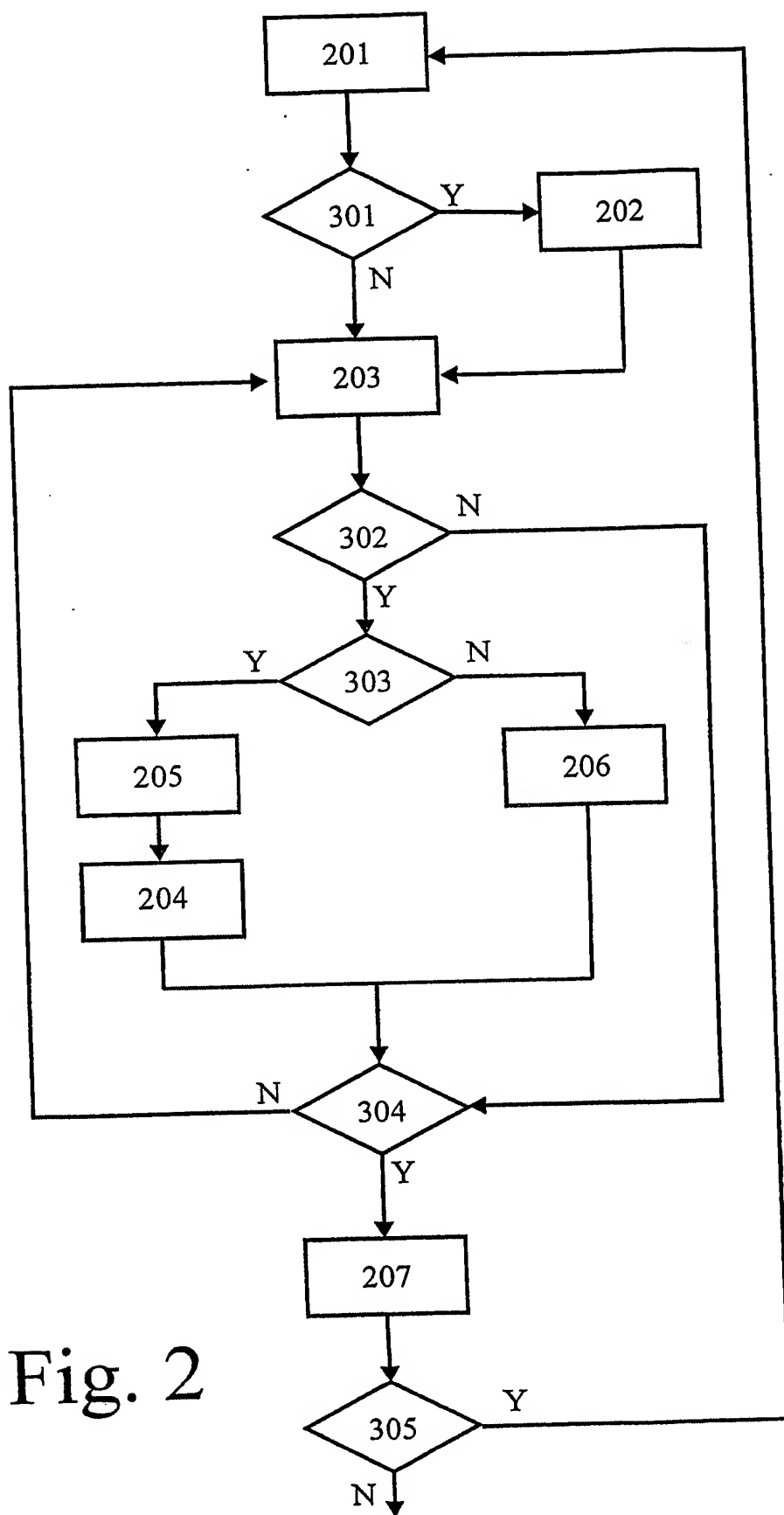
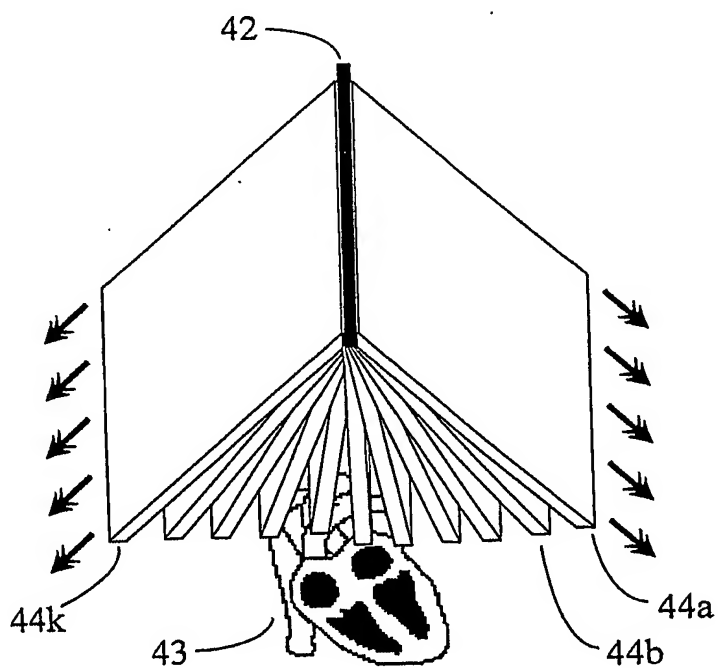
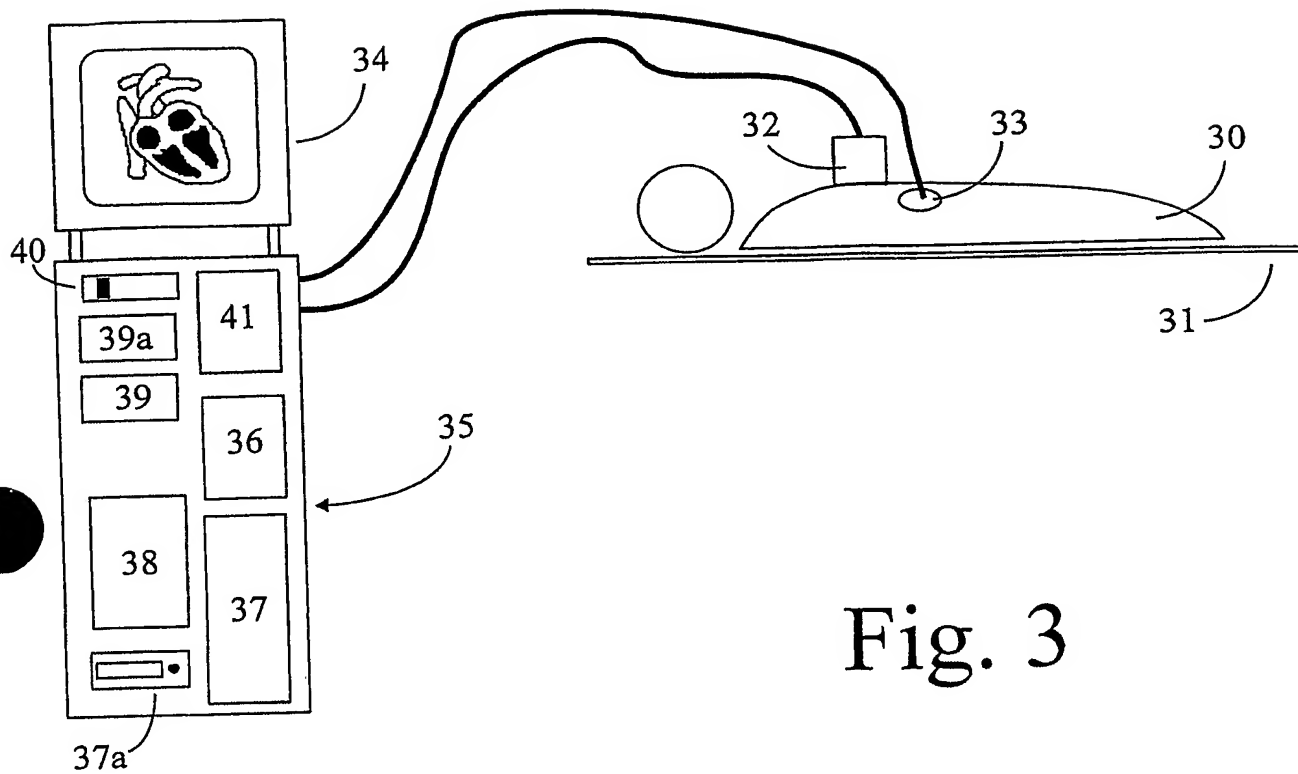


Fig. 2



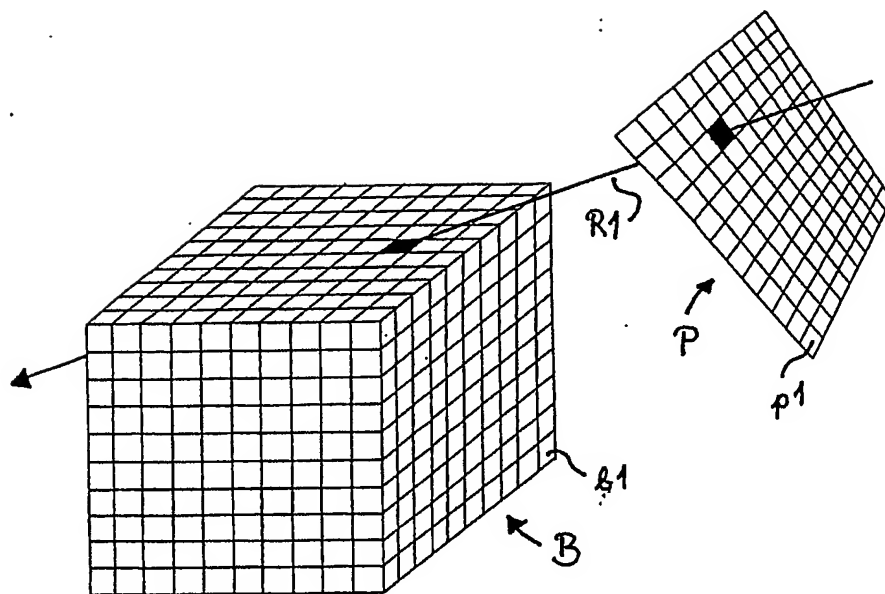


Fig. 4a

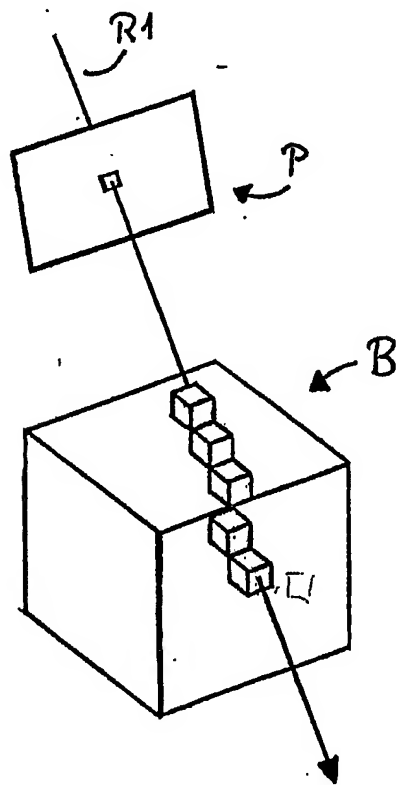


Fig. 4b

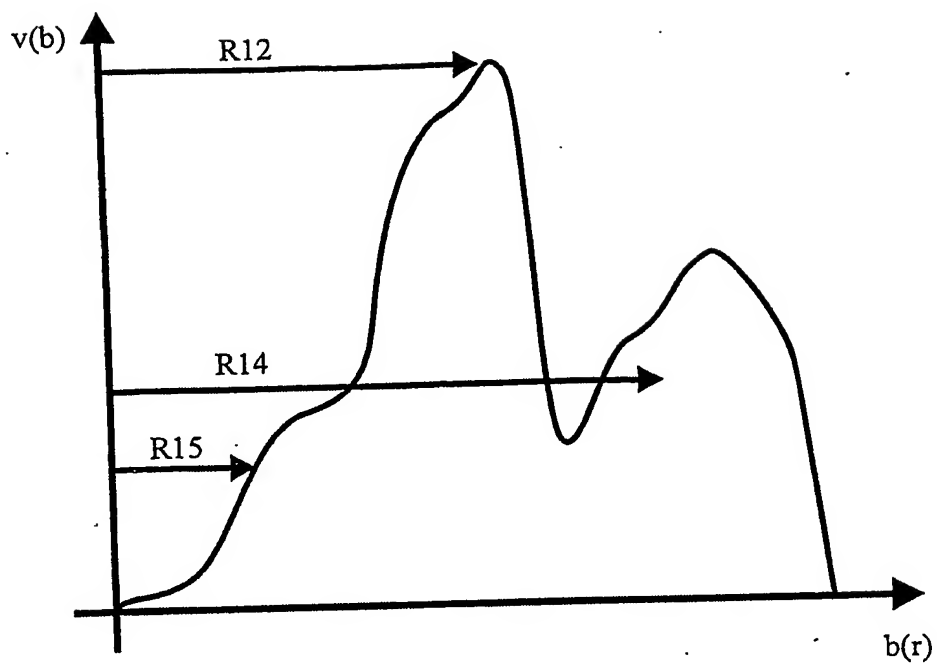


Fig. 4c

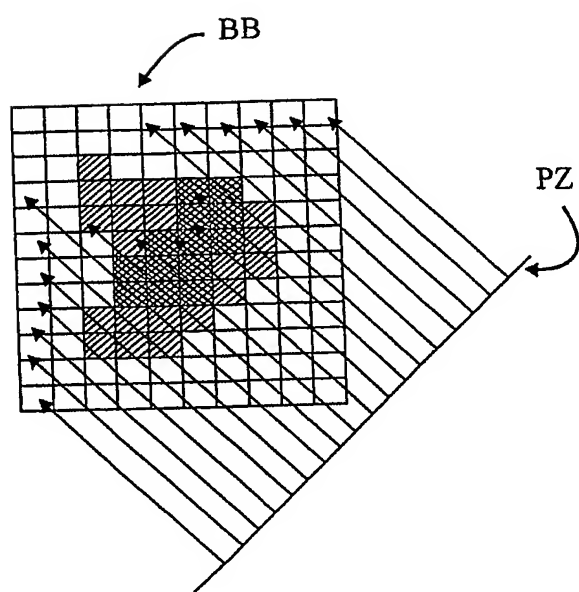


Fig. 4d

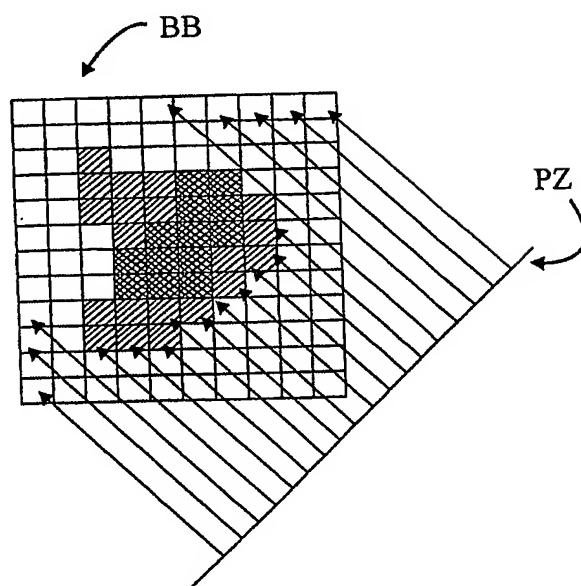


Fig. 4e

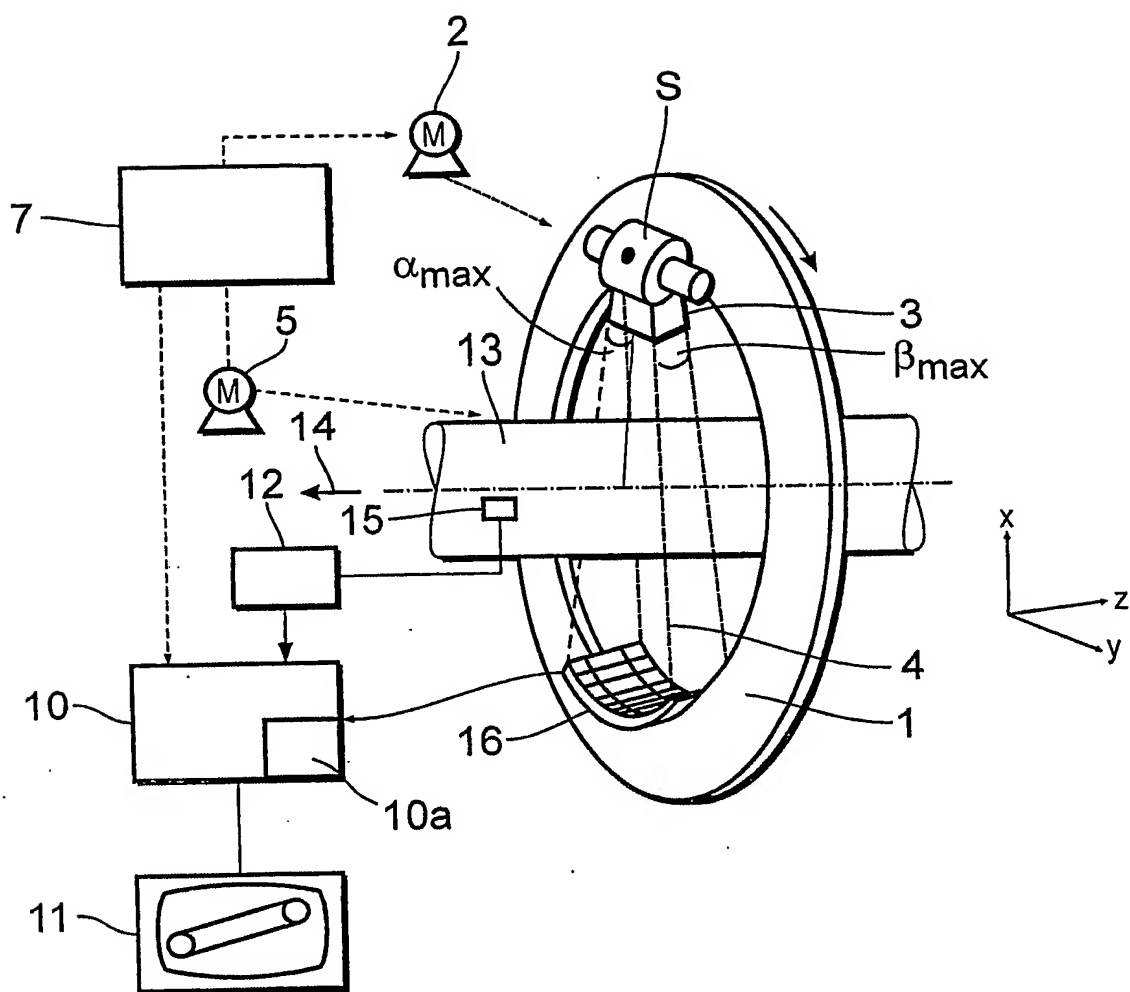


Fig. 5

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.